

**This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- **BLACK BORDERS**
- **TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- **FADED TEXT**
- **ILLEGIBLE TEXT**
- **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- **COLORED PHOTOS**
- **BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS**
- **GRAY SCALE DOCUMENTS**

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

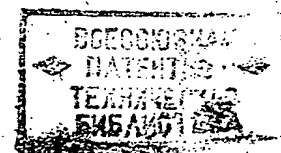
**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**



(19) **RU** (11) **2045132** (13) **C1**
(51) **6 H 05 G 1/22, H 01 J 35/22**

Комитет Российской Федерации
по патентам и товарным знакам

19 82



(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ к патенту Российской Федерации

(21) 4733998/25

(22) 14.06.89

(46) 27.09.95 Бюл. № 27

(71) Российский научный центр "Курчатовский институт"

(72) Байгарин К.А.; Кумахов М.А.; Рудаков Л.И.

(73) Рудаков Леонид Иванович

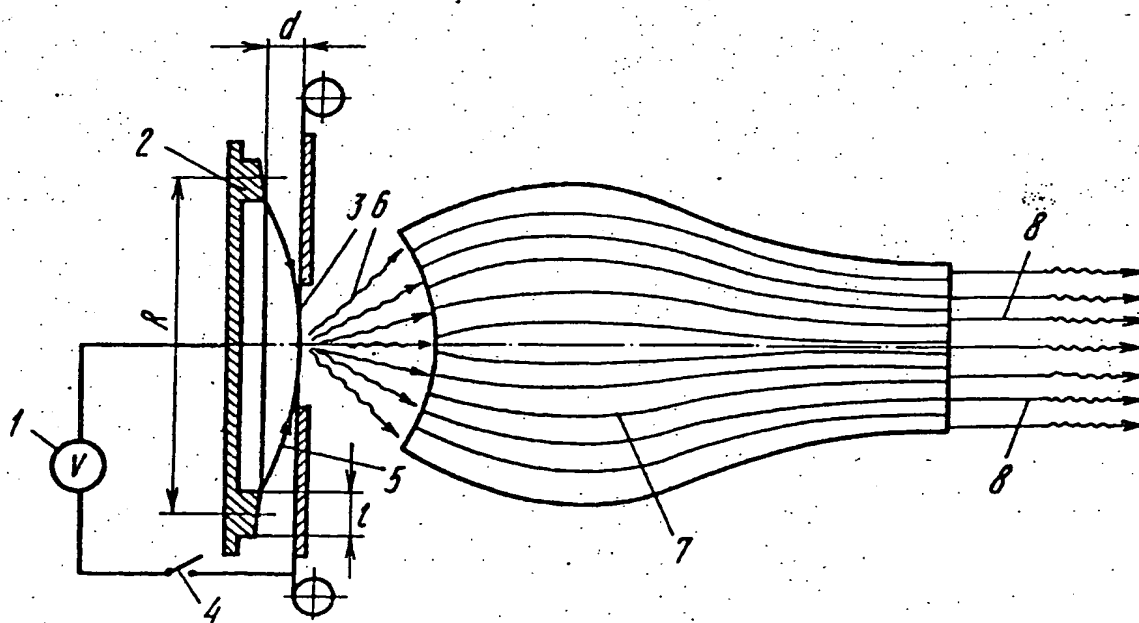
(56) Патент США N 4344013, 313/60, 1982.

Месяц Г.А. Генерирование мощных наносекундных импульсов. М.: Радио и связь, 1974, с.226-227.

(54) ИМПУЛЬСНЫЙ РЕНТГЕНОВСКИЙ ГЕНЕРАТОР

(57) Сущность изобретения: генератор содержит высоковольтный источник напряжения на 0,3 - 1,5

МВ с длительностью импульса $5 \cdot 10^{-8} - 10^{-7}$ и пиковой мощностью $10^{11} - 10^{12}$ Вт, импульс напряжения с которого подается на диодный промежуток. Катод 2 диодного промежутка выполнен в виде диска, на торце которого, обращенном к аноду 3, образован кольцевой выступ, средний радиус которого связан с расстоянием катод-анод и электрическими параметрами диода соотношением $I = 10^4 \cdot RV/d - vt$, где I - ток пучка, А; R - средний радиус выступа катода, см; d - зазор катод-анод, см; U - скорость движения электронной плазмы, равная $(4-6) \cdot 10^6$ см/с, τ - длительность импульса напряжения, с; V - напряжение на диодном промежутке,



RU 2045132 C1

мВ. При этом отношение R/d принято в интервале 10 – 30, а ширина кольцевого выступа катода l численно равна величине Ларморовского радиуса. Импульс высокого напряжения создает в диодном промежутке пучок электронов, который фокусируется собственным магнитным полем тока в разрядном промежутке на фольге анода 3 в пятно менее 1 мм. Полученный в результате взаимодействия электронного пучка 5 с фольгой анода 3 поток

рентгеновского излучения 6 попадает на входной торец рентгеновской линзы 7 и преобразуется в слаборасходящийся (сходящийся) пучок. Полученный на выходе генератора пучок рентгеновского излучения используется для различных диагностических целей и предпочтительно в области медицины. В последнем случае в качестве материала фольги анода используется лантан. 2 злф-лы, 1 ил.

Изобретение относится к рентгеновской технике и может быть использовано в диагностических системах с высоким пространственным и временным разрешением в медицине.

Известна микрофокусная рентгеновская трубка, позволяющая получать импульсный поток рентгеновского излучения большой плотности. Трубка содержит катод, включающий накальный элемент, эмиттирующий электроны и ускоряющий электрод, подключенный к высоковольтному источнику импульсного напряжения. Анод выполнен в виде металлической фольги. Импульсный электронный пучок поступает на фольгу анода и прожигает ее, испуская при этом поток рентгеновского излучения. Фольга анода закреплена в держателе таким образом, что обеспечивается ее шаговое перемещение, соответствующее частоте импульсов напряжения источника.

Известен импульсный рентгеновский генератор, в котором используется мегавольтный импульсный генератор напряжения с параметрами: напряжение на диоде $V=12$ МВ, максимальный ток $I=200$ кА и длительность импульса $\tau=70$ нс. При этом в спектре рентгеновского излучения содержатся преимущественно кванты высоких энергий, а для повышения эффективности использования высокоэнергетичного (12 МВ) электронного пучка используется конвертор значительной толщины, дополнительно срезающий мягкую часть спектра рентгеновских квантов.

Наиболее близкой к изобретению является рентгеновская трубка, в которой катод выполнен в виде цилиндра, обращенного торцом к аноду, выполненному в виде диска из вольфрамовой фольги, установленному перпендикулярно и симметрично оси катода. Трубка имеет относительно малое межэлектродное расстояние (~ 5 мм), а прилагаемое напряжение в импульсе составляет до 150 кВ.

Однако данная рентгеновская трубка не может обеспечить достижения цели предлагаемого изобретения, так как она рассчитана на напряжение на три порядка меньше, чем используемое в диоде предлагаемого генератора. Кроме того, применение в прототипе анода из вольфрамовой фольги ограничивает возможность получения γ -квантов с энергией 33 кэВ.

Целью изобретения является повышение интенсивности генерируемого излучения, улучшение временного и пространственного разрешения при рентгенографировании. Использование изобре-

ния в медицине обеспечит проведение широких диагностических исследований с меньшим риском для пациентов при значительном снижении затрат.

Для этого в импульсном рентгеновском генераторе использован импульсный генератор мегавольтного напряжения в интервале 0,3–3 МВ с длительностью импульса $5 \cdot 10^{-8}$ – 10^{-7} с, а длина ускоряющего промежутка и геометрия катода рентгеновского вакуумного диода выбраны из условия стягивания эмиттируемого катодом пучка электронов магнитным полем собственного тока в пятно диаметром, менее миллиметра, на аноде при токе через ускоряющий промежуток, превышающем ток Альфвена.

Для повышения эффективности медицинских диагностических исследований прострельный анод может быть выполнен из лантановой фольги толщиной 40–80 мкм.

На выходе расходящегося потока квантов может быть установлена концентрирующая рентгеновская линза.

На чертеже изображена конструктивная схема генератора.

Импульсный рентгеновский генератор содержит импульсный генератор 1 высокого напряжения с величиной напряжения 0,3–3 МВ, рентгеновский вакуумный диод с дисковым катодом 2, имеющим кольцевой выступ, эмиттирующий электроны, и прострельным анодом 3, выполненным в виде металлической фольги, замыкатель 4 цепи рентгеновскую концентрирующую линзу 7. На чертеже также показаны области распространения излучений: пучок 5 электронов, первичное рентгеновское излучение 6, сфокусированное рентгеновское излучение 8.

Толщина и атомный состав фольги анода выбраны из условия получения максимального выхода рентгеновского излучения определенного спектрального состава. Так, для материала фольги, атомный состав которого характеризуется величиной Z в пределах 40–60, а параметр замагниченности $1/I_a$ в пределах 3–10, оптимальная по выходу квантов толщина фольги будет находиться в интервале 40–80 мкм.

Геометрические размеры диода и его электрические параметры связаны соотношением $I=10^4 RV/d-v\tau$, где I – ток пучка, А; R – средний радиус выступа катода, см; d – величина зазора катод – анод, см; v – скорость движения электронной плазмы, равная $(4-6)10^6$ см/с; τ – длительность импульса напряжения, с; v – напряжение на диодном промежутке, МВ.

Импульсный рентгеновский генератор работает следующим образом.

Генератором 1 высокого напряжения создается на диодном промежутке импульс напряжения в диапазоне 0,3-3 МВ с длительностью в интервале $5 \cdot 10^{-8}$ - 10^{-7} с. В промежутке катод-анод создается поток электронов, сходящийся под действием магнитного поля собственного тока на аноде 3 в пятно диаметром, менее миллиметра, при токе через диод, превышающем ток Альфвена, с плотностью до 10^7 А/см².

Ф о р м у л а и з о б р е т е н и я

1. ИМПУЛЬСНЫЙ РЕНТГЕНОВСКИЙ ГЕНЕРАТОР, содержащий импульсный генератор высокого напряжения и рентгеновский вакуумный диод, снабженный катодом с кольцевой эмиттирующей электроны кромкой и прострельным анодом в виде металлической фольги, отличающийся тем, что, с целью повышения интенсивности генерируемого излучения, улучшения временного и пространственного разрешения при рентгенографировании, использован импульсный генератор мегавольтного напряжения на 0,3 - 3,0 МВ с длительностью импульса $5 \cdot 10^{-8}$ - 10^{-7} с, а длина ускоряющего промежутка и геометрия катода рентгеновского вакуумно-

При взаимодействии релятивистских электронов пучка 5 с плазмой, образованной из материала анодной фольги (анод 3), осуществляется генерация рентгеновского излучения 6.

Расходящийся поток рентгеновского излучения 6 захватывается входным торцом капилляров рентгеновской линзы 7, имеющей угол захвата 25-30°, и преобразуется в слаборасходящийся (сходящийся) пучок 8, плотность квантов которого в зоне исследуемого объекта увеличивается в 10-100 раз.

го диода выбраны из условия стягивания эмиттируемого катодом пучка электронов магнитным полем собственного тока в пятно диаметром менее 1 мм на аноде при токе через ускоряющий промежуток, превышающем ток Альфвена.

2. Генератор по п.1, отличающийся тем, что, с целью повышения эффективности при медицинских диагностических исследованиях, прострельный анод выполнен из лантановой фольги толщиной 40 - 80 мкм.

3. Генератор по пп. 1 и 2, отличающийся тем, что в него введена концентрирующая рентгеновская линза, расположенная за прострельным анодом.

Редактор И.Коробко

Составитель К.Байгарин
Техред М.Моргентал

Корректор С.Патрушева

Заказ 910

Тираж
НПО "Поиск" Роспатента
113035, Москва, Ж-35, Раушская наб., 4/5

П дписное

Производственно-издательский комбинат "Патент", г. Ужгород, ул. Гагарина, 101

The Russian Federation Committee
for Patents and Trademarks

(12) SPECIFICATION OF INVENTION
to the Russian Federation Patent

(21) 4733998/25

(22) June 14, 1989

(46) September 27, 1995. Bul. № 27

(71) Russian Scientific Center "Kurchatov's Institute"

(72) Baigarin K.A.; Kumakhov M.A.; Rudakov L.I.

(73) Rudakov Leonid Ivanovich

(56) US Patent № 4,344,013, 313/60, 1982.

Mesiats G.A. Generation of Powerful Nanosecond Pulses. M.: Radio and
Communications Publishers, 1974, pp. 226-227.

(54) PULSE GENERATOR

(57) Essence of invention: a generator comprises a high-voltage source for 0.3 to 1.5 MV with a pulse duration of from $5 \cdot 10^{-8}$ to 10^{-7} s and a peak pulse power of from 10^{11} to 10^{12} W, and a voltage pulse of said source is supplied to a diode gap. A cathode 2 of the diode gap is made as a disc on whose face end faced an anode 3 an annular projection is formed whose average radius is connected with a cathode-to-anode distance and electrical parameters of a diode by the relationship $I = 10^4 \cdot RV/d \cdot v \cdot \tau$, where I is a beam current, A; R is an average radius of the cathode projection, cm; d is a cathode-to-anode gap, cm; v is an electronic plasma motion velocity equal to $(4-6) \cdot 10^6$ cm/s; τ is a voltage pulse duration, s; V is a diode gap voltage, MV. In this relationship, the ratio R/d is taken to be within the interval of from 30 to 50, and the width l of the cathode projection is numerically equal to a value of Larmor radius. The high-voltage pulse creates an electron beam in the diode gap, said electron beam being focused into a spot less than 1 mm by own magnetic field of current in a discharge gap on the anode 3 foil. A X-ray radiation stream 6 obtained as a result of cooperation of the electron

beam 5 with the anode 3 foil comes to an input face end of a X-ray lens 7 and is converted into a weak-diverging (converging) beam. The X-ray radiation beam obtained at an output of the generator is used for different diagnostic purposes and preferably in medicine. In the latter case, lantern is used as a material of the anode foil. 2 dependent Claims. 1 Figure.

The invention relates to X-ray engineering and can be used in high spatial and time resolution diagnostic systems in medicine.

Known is a microfocus X-ray tube allowing to obtain a X-ray radiation pulse stream of a high density. The tube comprises a cathode including an incandescent element emitting electrons and an accelerating electrode coupled to a high-volt pulse voltage source. The anode is made as a metal foil. The pulse electron beam comes to the anode foil and burns it through, thereby emitting the X-ray radiation stream. The anode foil is secured in a holder such that the stepped movement of the foil is provided and corresponds to a voltage pulse frequency of the source.

Known is a X-ray pulse generator which use a megawatt voltage pulse generator having the following parameters: a diode voltage $V = 12 \text{ MV}$; a maximum current $I = 200 \text{ kA}$; and a pulse duration $\tau = 70 \text{ ns}$. At the same time, the X-ray radiation spectrum contains advantageously high-energy quanta and, to improve effectiveness of using the high-energy (12 MV) electron beam, a converter of a considerable thickness is used that additionally cuts a soft portion of the X-ray quanta spectrum.

The closest to the invention is a X-ray tube in which a cathode is made as a cylinder faced with its face end an anode made as a disc of a tungsten foil and mounted perpendicularly to and symmetrically with an axis of a cathode. The tube has a relatively small interelectrode distance ($\sim 5 \text{ mm}$), and an applied voltage in a pulse is up to 150 kV.

However, this X-ray tube cannot provide the achievement of the aim of the proposed invention, because said tube is designed to operate at a voltage that is three orders lower than that used in the diode of the generator of the invention. Additionally, use of the tungsten foil anode in the closest prior art solution restricts the ability to obtain γ -quanta having energy of 33 keV.

The aim of the invention is to increase the intensity of generated radiation, and to improve the time and spatial solution in roentgenography. Use of the invention in,

medicine will provide carrying out wide diagnostic studies with less risk for patients and at considerably reduced costs.

For this purpose, the X-ray pulse generator use a pulse generator of megavolt voltage within the interval of from 0.3 to 3 MV with a pulse duration of from $5 \cdot 10^{-8}$ to 10^{-7} s, wherein an accelerating gap length and a cathode geometry of an X-ray vacuum diode are selected from the condition that a magnetic field of an intrinsic current constricts the electron beam generated by the cathode into a spot of a diameter less than 1 mm on the anode at a current through the accelerating gap higher than the Alfven current.

To improve the effectiveness of medical diagnostic studies, a through-transmission type anode can be made of a lantern foil of from 40 to 80 μm thick.

It is possible to mount a concentrating X-ray lens at an output of the diverging quanta stream.

The drawing shows a structural diagram of a generator.

A X-ray pulse reactor comprises a high-voltage X-ray pulse generator 1 having a voltage value of from 0.3 to 3 MV, a X-ray vacuum diode having a disc cathode 2 that has an annular electron-emitting projection and a through-transmission type anode 3 made as a metal foil, a circuit switch 4, and a X-ray concentrating lens 7. The drawing also shows radiation propagation areas: an electron beam 5, a primary X-ray radiation 6, and a focused X-ray radiation 8.

A thickness and atomic composition of the anode foil are selected from the condition of obtaining a maximum output for the X-ray radiation of a determined spectrum composition. Thus, the foil thickness being optimum by quanta output will be within the interval of 40 to 80 μm for a foil material whose atomic composition is defined by a value Z within 40 to 60 and a magnetization parameter $1/I_a$ within 3 to 10.

The geometrical dimensions of the diode and its electrical parameters are connected by the relationship $I = 10^4 \cdot RV/d \cdot v \tau$, where I is a beam current, A; R is an average radius of the cathode projection, cm; d is a cathode-to-anode gap, cm; V is an electronic plasma motion velocity equal to $(4-6) \cdot 10^6$ cm/s; τ is a voltage pulse duration, s; V is a diode gap voltage, MV.

The X-ray pulse generator operates as follows.

The generator 1 creates within the diode gap a pulse of voltage within the range from 0.3 to 3 MV with a duration within the interval of from $5 \cdot 10^{-8}$ to 10^{-7} s. There is created the electron beam in the cathode-anode gap, said beam converging at the anode 3 under action of the magnetic field of the intrinsic current into the spot of a diameter less than millimeter at a current through the diode higher than the Alfven current and with the density of up to 10^7 A/cm.

C L A I M S

1. A X-RAY PULSE GENERATOR comprising a high voltage pulse generator and a X-ray vacuum diode provided with a cathode having an annular electron-emitting edge and with a through-transmission type anode made as a metal foil, characterized in that, in order to increase the intensity of generated radiation and to improve the time and spatial resolution in roentgenography, used is a pulse generator of megavolt voltage for 0.3 to 3.0 MV with a pulse duration of from $5 \cdot 10^{-8}$ to 10^{-7} s, wherein an acceleration gap length and a cathode geometry of the X-ray vacuum diode are selected from the condition that a magnetic field of an intrinsic current constricts the electron beam generated by the cathode into a spot of a diameter less than 1 mm on the anode at a current through the accelerating gap higher than the Alfven current.

2. A generator according to Claim 1, characterized in that, in order to improve the effectiveness in medical diagnostic studies, the through-transmission type anode is made of a lantern foil of from 40 to 80 μm thick.

3. A generator according to Claims 1 and 2, characterized in that said generator includes a concentrating X-ray lens positioned behind the through-transmission type anode.